



DEMANDE INTERNATIONALE PUBLIÉE EN VERTU DU TRAITE DE COOPERATION EN MATIÈRE DE BREVETS (PCT)

(51) Classification internationale des brevets ⁵ : A61L 31/00, 27/00	A1	(11) Numéro de publication internationale: WO 93/02718 (43) Date de publication internationale: 18 février 1993 (18.02.93)
---	-----------	--

(21) Numéro de la demande internationale: PCT/FR92/00750

(22) Date de dépôt international: 30 juillet 1992 (30.07.92)

(30) Données relatives à la priorité:
91/09909 2 août 1991 (02.08.91) FR(71) Déposant (pour tous les Etats désignés sauf US): COLETICA
[FR/FR]; 32, rue S.-Jean-de-Dieu, F-69007 Lyon (FR).

(72) Inventeurs; et

(75) Inventeurs/Déposants (US seulement) : ABDUL-MALAK, Nabil [FR/FR]; 27, rue Frédéric-Mistral, F-69300 Caluire (FR). FOURCART, Jean [FR/FR]; Place de l'Orme, Baslieux-les-Fismes, F-51170 Fismes (FR). HUC, Alain [FR/FR]; 26, chemin des Santons, F-69110 Ste-Foy-les-Lyon (FR).

(74) Mandataires: PORTAL, Gérard etc. ; Cabinet Beau de Loménie, 55, rue d'Amsterdam, F-75008 Paris (FR).

(81) Etats désignés: AU, BB, BG, BR, CA, CS, FI, HU, JP, KP, KR, LK, MG, MN, MW, NO, PL, RO, RU, SD, US, brevet européen (AT, BE, CH, DE, DK, ES, FR, GB, GR, IT, LU, MC, NL, SE), brevet OAPI (BF, BJ, CF, CG, CI, CM, GA, GN, ML, MR, SN, TD, TG).

Publiée

Avec rapport de recherche internationale.

(54) Title: UTILISATION OF CROSS-LINKED COLLAGEN FOR THE FABRICATION OF A STITCHABLE, BIOCOMPATIBLE, SLOW RESORPTION MEMBRANE

(54) Titre: UTILISATION DE COLLAGÈNE RÉTICULÉ POUR LA FABRICATION D'UNE MEMBRANE SUTURABLE, BIOCOMPATIBLE À RESORPTION LENTE

(57) Abstract

The invention relates to the utilization of cross-linked collagen for the fabrication of a stitchable, biocompatible, slow resorption membrane. The collagen used, may be native collagen particularly of type I or type III, atelocollagen or a mixture of collagen or atelocollagen with glycosaminoglycan. Said membrane is stitchable, biocompatible and slow resorbing, thereby enabling its use for guided tissue regeneration.

(57) Abrégé

L'invention concerne l'utilisation de collagène réticulé pour la fabrication d'une membrane suturable, biocompatible à résorption lente. Comme collagène, il peut s'agir de collagène natif en particulier de type I ou de type III, d'atélcollagène ou un mélange de collagène ou d'atélcollagène avec un glycosaminoglycane. Cette membrane est suturable, biocompatible et à résorption lente, ce qui permet de l'utiliser pour réaliser une régénération tissulaire guidée.

UNIQUEMENT A TITRE D'INFORMATION

Codes utilisés pour identifier les Etats parties au PCT, sur les pages de couverture des brochures publiant des demandes internationales en vertu du PCT.

AT	Autriche	FI	Finlande	MN	Mongolie
AU	Australie	FR	France	MR	Mauritanie
BB	Barbade	GA	Gabon	MW	Malawi
BE	Belgique	GB	Royaume-Uni	NL	Pays-Bas
BF	Burkina Faso	GN	Guinée	NO	Norvège
BG	Bulgarie	GR	Grèce	NZ	Nouvelle-Zélande
BJ	Bénin	HU	Hongrie	PL	Pologne
BR	Brésil	IE	Irlande	PT	Portugal
CA	Canada	IT	Italie	RO	Roumanie
CF	République Centrafricaine	JP	Japon	RU	Fédération de Russie
CG	Congo	KP	République populaire démocratique de Corée	SD	Soudan
CH	Suisse			SE	Suède
CI	Côte d'Ivoire	KR	République de Corée	SK	République slovaque
CM	Cameroun	LI	Liechtenstein	SN	Sénégal
CS	Tchécoslovaquie	LK	Sri Lanka	SU	Union soviétique
CZ	République tchèque	LU	Luxembourg	TD	Tchad
DE	Allemagne	MC	Monaco	TG	Togo
DK	Danemark	MG	Madagascar	UA	Ukraine
ES	Espagne	ML	Mali	US	Etats-Unis d'Amérique

**UTILISATION DE COLLAGENE RETICULE POUR LA FABRICATION
D'UNE MEMBRANE SUTURABLE, BIOCOMPATIBLE A RESORPTION LENTE**

L'invention concerne essentiellement l'utilisation de
05 collagène réticulé par un agent de réticulation pour la fabrication
d'une membrane suturable, biocompatible, à résorption lente, ainsi
qu'une telle membrane. Une telle membrane peut être avantageusement
utilisée pour la régénération tissulaire guidée.

Le concept de régénération tissulaire guidée a été récem-
10 ment développé par Nieman et implique en pratique l'usage d'un
matériau biocompatible capable de séparer in vivo deux populations
cellulaires.

Le principe en est le suivant :

lorsqu'un espace vide est ménagé au sein d'un tissu
15 vivant, celui-ci est comblé par la lignée cellulaire adjacente à ce
vide la plus rapide à se multiplier, sauf si l'accès est volontai-
rement limité à un unique type cellulaire qui alors colonisera seul
le vide à combler.

Ce principe est mis à profit dans la régénération tissu-
20 laire guidée pour orienter la réparation des tissus lésés dans le
sens souhaité par le clinicien.

Ainsi, par exemple, dans le cas de la parodontologie, il
est très difficile d'obtenir une réparation du tissu ligamentaire
périradiculaire lorsque celui-ci a été lésé. En effet, lors des
25 processus de cicatrisation du parodonte, l'épithélium se régénère
plus rapidement que le ligament et il a tendance à prendre la place
de celui-ci.

La technique de régénération tissulaire guidée utilisée
dans ce cas consiste à isoler la zone normalement occupée par le
30 ligament, de façon à la rendre inaccessible à l'épithélium. Cette
opération peut être réalisée à l'aide d'un matériau biocompatible
implanté dans les tissus. La description d'un tel matériau fait
l'objet de la présente invention.

A ce jour, deux types de produits sont connus pour être
35 utilisés dans le but de cette régénération tissulaire guidée.

On connaît tout d'abord les membranes de polytétrafluoro-éthylène expansé commercialisées sous la marque Gore-Tex[®], qui ne sont pas résorbables. Elles ont l'avantage de demeurer intactes tout au long du temps de leur implantation et remplissent ainsi
05 parfaitement le rôle de barrière qu'elles ont à jouer.

Toutefois, elles ne peuvent pas être laissées en place indéfiniment et elles nécessitent deux interventions chirurgicales, une première pour poser le matériau, une seconde six à huit semaines plus tard, pour le déposer une fois le phénomène de
10 régénération initié.

D'autre part, les membranes résorbables composées de collagène ou d'autres polymères comme les polyglycolates ne nécessitant pas d'intervention d'ablation car elles sont éliminées par
15 résorption.

Cependant, leur temps de résorption est relativement court et elles ne permettent pas dans tous les cas d'initier une régénération suffisante car elles demeurent intactes trop peu de
20 temps.

La présente invention a donc pour but de fournir un nouveau matériau de membrane de régénération tissulaire guidée qui soit suturable, biocompatible et à résorption lente.

La présente invention a encore pour but de fournir un procédé particulier de fabrication du matériau de base de telles membranes.

La présente invention permet de résoudre ce problème technique pour la première fois, d'une manière simple, fiable, peu coûteuse, utilisable à l'échelle industrielle et médicale.

Ainsi, selon un premier aspect, la présente invention fournit une utilisation de collagène réticulé par un agent de réticulation pour la fabrication d'une membrane de régénération tissulaire guidée suturable, biocompatible à résorption lente.

Selon une variante de réalisation, le collagène de départ est à l'état coagulé par suite d'une coagulation d'un gel de collagène par un agent coagulant.

Selon une variante de réalisation, le taux de réticulation est tel qu'il apparaît une augmentation d'au moins 15°C dans
35

la température de dénaturation du collagène par rapport au collagène natif, et encore mieux d'au moins 20°C.

L'agent de réticulation peut être choisi parmi tout agent de réticulation de collagène connu. Il peut par exemple s'agir
05 d'une aldéhyde comme une dialdéhyde, en particulier la glutaral-
déhyde. Mais, de préférence, l'agent de réticulation est cons-
titué par le diphénylphosphorylazide (en abrégé DPPA).
Contrairement à la plupart des autres agents réticulants, le DPPA
induit la réticulation et ne se fixe pas sur le matériau.

10 Le procédé de réticulation lui-même est bien connu à
l'homme de l'art. Pour un procédé de réticulation au DPPA, on peut
se reporter à une demande antérieure du déposant publiée sous le
n° FR-A-2 645 870, qui est incorporée ici par référence.

15 Comme collagène, on peut utiliser du collagène natif, en
particulier de type I ou de type III.

Selon une variante de réalisation particulière, on peut
aussi utiliser de l'atélocollagène, bien que cela soit moins
préféré.

20 Selon un autre mode de réalisation particulier, on uti-
lise un mélange de collagène ou atélocollagène et de glycosamino-
glycannes, ce mélange étant réticulé par l'agent de réticulation.

Selon une variante de réalisation particulièrement avan-
tageuse de l'utilisation selon l'invention, on peut fabriquer une
membrane mixte comprenant une couche de collagène réticulée et une
25 couche de mélange collagène ou atélocollagène-glycosaminoglycannes,
ces deux couches étant réticulées par l'agent de réticulation pré-
cité.

Selon une autre variante de réalisation avantageuse, la
membrane précitée est réalisée poreuse en ayant ainsi l'aspect
30 d'une éponge en ayant été préparée par une étape de lyophilisation
d'un gel de départ.

Selon un deuxième aspect, la présente invention couvre
également une membrane de régénération tissulaire guidée suturable,
biocompatible à résorption lente, comprenant du collagène, caracté-
35 risée en ce qu'elle comprend du collagène réticulé par un agent de
réticulation.

Selon une variante de réalisation, le taux de réticulation est prévu pour obtenir une augmentation d'au moins 15°C dans la température de dénaturation du collagène réticulé par rapport au collagène natif, encore mieux d'au moins 20°C. L'agent de réticulation préféré est le diphénylphosphorylazide, en abrégé DPPA.

Selon une variante de réalisation avantageuse, le collagène est un collagène natif de type I ou de type III.

Selon une autre variante de réalisation, le collagène est de l'atélocollagène.

Selon une autre variante de réalisation, le collagène ou l'atélocollagène est mélangé à un glycosaminoglycane avant réticulation de l'ensemble par l'agent de réticulation précité.

Selon une autre variante de réalisation particulière de la membrane, celle-ci est poreuse notamment en ayant été préparée par une étape de lyophilisation à partir d'un gel de départ.

Selon une autre variante de réalisation, cette membrane comprend au moins deux couches, une première couche de collagène réticulé et une deuxième couche d'un mélange collagène ou atélocollagène-glycosaminoglycannes.

Comme glycosaminoglycannes, dans le cadre de la présente invention, on peut utiliser avantageusement un glycosaminoglycane de structure, en particulier l'acide hyaluronique, le chondroïtine-4-sulfate, le chondroïtine-6-sulfate, le dermatane-sulfate, l'héparane-sulfate, le kératane-sulfate, l'héparine et ses dérivés, en particulier les héparines de bas poids moléculaire compris entre environ 2 000 et environ 10 000.

La proportion relative de glycosaminoglycannes relativement au collagène ou à l'atélocollagène est de préférence comprise entre 18 et 25 %.

Le mélange du glycosaminoglycane avec le collagène ou l'atélocollagène a lieu sous forme de solution. Par exemple, le glycosaminoglycane est sous forme d'une solution aqueuse de glycosaminoglycannes contenant de 0,5 à 4 % en poids, plus particulièrement de 0,5 à 2 % en poids et encore de préférence environ 1 % de glycosaminoglycannes. De même, le collagène ou l'atélocollagène peut être sous forme d'une solution aqueuse ayant une concentration

entre 0,5 et 2 % en poids et encore de préférence environ 1 % en poids de collagène ou d'atélocollagène. La solution de collagène ou d'atélocollagène peut être préparée selon l'invention par dissolution de fibres de collagène ou d'atélocollagène dans une solution aqueuse légèrement acide. En particulier, il peut s'agir d'une solution aqueuse d'acide acétique 0,1 M.

On peut prévoir d'amener le mélange de collagène, ou d'atélocollagène, et de glycosaminoglycannes à un pH voisin de la neutralité et en particulier à un pH compris entre 6,5 et 8. On peut utiliser à cet effet une solution aqueuse d'hydroxyde de sodium.

Selon un troisième aspect, la présente invention concerne un procédé spécifique de préparation du collagène de départ. Ce procédé est indépendamment brevetable et constitue une invention indépendante.

Ce procédé comprend la préparation d'un gel de collagène caractérisé en ce qu'on réalise une coagulation de ce gel par un agent coagulant comprenant une solution ammoniacale ayant de préférence un effet déshydratant.

Selon un mode de réalisation avantageux de ce procédé de coagulation, la solution ammoniacale est une solution ammoniacale organique utilisant de l'acétone comme agent déshydratant. On observe en effet un effet de synergie par la combinaison acétone/ammoniaque pour la coagulation du gel et pour l'élimination de l'eau présente dans le gel.

On préfère une proportion relative acétone/ammoniaque comprise entre 50/50 et 80/20 en volume, une proportion volumique encore particulièrement préférée est 70/30 d'acétone/ammoniaque.

Selon une variante de réalisation avantageuse, lorsque les quantités de gel à coaguler sont relativement importantes, on réalise un renouvellement de la solution coagulante en cours de coagulation.

Selon une variante de réalisation particulière, le gel est coulé à travers une filière de section et de forme appropriée pour obtenir un gel coagulé de forme appropriée. Lorsque la section

de la filière est rectangulaire, on obtient ainsi un film qui par la suite va constituer la membrane.

Le gel coagulé obtenu peut ensuite être soumis à une réticulation par l'agent de réticulation précité.

05 D'autres variantes de réalisation du procédé apparaissent également en relation avec les aspects précédents de l'invention. En particulier, le collagène peut être du collagène natif, en particulier de type I ou de type III, ou encore être en pratique de l'atélocollagène, c'est-à-dire du collagène débarrassé de ses
10 télopeptides. En outre, le collagène peut être mélangé avec un glycosaminoglycane.

On comprend ainsi que l'invention permet d'aboutir à tous les avantages techniques déterminants précédemment énoncés ainsi qu'aux avantages techniques qui apparaîtront à l'homme de l'art à
15 partir de la description explicative suivante de l'invention faite en référence à deux modes de réalisation actuellement préférés de l'invention donnés simplement à titre d'illustration et qui ne sauraient donc en aucune façon limiter la portée de l'invention. Dans les exemples, les pourcentages sont donnés en poids, sauf
20 indication contraire.

Exemple 1

Préparation d'une membrane de collagène simple réticulée

A - Extraction du collagène natif et préparation du gel :

Un gel est préparé à partir de peaux de veaux préalablement lavées et épilées par un mélange de chaux-sulfure (chaux :
25 4 %, sulfure de sodium : 3 %).

Elle est ensuite déchaulée dans un bain contenant du chlorure d'ammonium (2 %) et du métalisulfite de sodium (0,5 %). Elle est ensuite neutralisée, puis les sels sont éliminés par deux
30 lavages à l'eau. Elle est alors broyée, puis lavée par du tampon phosphate pH 7,8 (dihydrogénophosphate de potassium 0,78 g/l et monohydrogénophosphate disodique 21,7 g/l). Le phosphate est ensuite éliminé par deux lavages successifs à l'eau permutée.

Le broyat est alors acidifié par une solution d'acide acétique à 10 %, la quantité d'acide acétique étant de 5 % par
35 rapport au collagène. Le broyat est alors malaxé afin d'obtenir une

pâte homogène. Cette pâte est ensuite diluée pour obtenir un gel ayant une concentration de 0,75 % en collagène natif.

B - Préparation du film

05 Le gel obtenu est dégazé sous vide puis coulé dans un bain coagulant à travers une filière rectangulaire dont la section a une hauteur de 0,5 mm. La solution coagulante est un mélange acétone/ammoniaque (V/V 70/30) qui est renouvelé tous les 250 ml de gel.

10 Le film obtenu est alors séché à l'air à température ambiante sur un support plastique en polytétrafluoroéthylène. Une fois sec, le film est aisément décollé de son support.

C - Réticulation du film

15 Le film est alors placé pendant 24 h à 4°C dans une solution de diméthylformamide (DMF) contenant 0,5 % de diphénylphosphorylazide (DPPA), la concentration étant exprimée en volume. Le DPPA est éliminé de la membrane par rinçage dans une solution de tampon borate pH 8,9 (tétraborate de sodium 0,04 M, acide borique 0,04 M).

20 La membrane est alors incubée pendant 15 h dans la solution tampon borate pH 8,9, puis rincée 5 fois à l'eau désionisée avant d'être placée dans une solution de glycérol à 10 %.

Elle est alors séchée à l'air et stérilisée par radiation γ à une dose de 25 kGy (kilogray). Les températures de début et
25 de fin de dénaturation du collagène de cette membrane sont respectivement 64 et 80°C.

Exemple 2

Préparation d'une membrane mixte de collagène glycosaminoglycane réticulé

30

A - Extraction du collagène natif et préparation du gel

Un gel est préparé à partir de peaux de veaux préalablement lavées et épilées par un mélange de chaux-sulfure (chaux : 4 %, sulfure de sodium : 3 %).

35 Elle est ensuite déchaulée dans un bain contenant du

chlorure d'ammonium (2 %) et du métalisulfite de sodium (0,5 %). Elle est ensuite neutralisée, puis les sels sont éliminés par deux lavages à l'eau. Elle est alors broyée, puis lavée par du tampon phosphate pH 7,8 (dihydrogénophosphate de potassium 0,78 g/l et
05 monohydrogénophosphate disodique 21,7 g/l). Le phosphate est ensuite éliminé par deux lavages successifs à l'eau permutée.

Le broyat est alors acidifié par une solution d'acide acétique à 10 %, la quantité d'acide acétique étant de 5 % par rapport au collagène. Le broyat est alors malaxé afin d'obtenir une
10 pâte homogène. Cette pâte est ensuite diluée pour obtenir un gel ayant une concentration de 0,75 % en collagène natif.

B - Préparation du chondroïtine-4-sulfate

Des cloïsons nasales d'agneau débarrassées des tissus
15 musculaires et adipeux sont hachées et broyées par extrusion à travers une grille comportant des trous de 4 mm ; le broyat est placé pendant 24 h à une température de 6°C dans un tampon de chlorure de potassium (11,8 g/L de KCL, 78,8 mg/l de cystéine, ETDA 180 mg/L) renfermant 1 % de papaïne "MERCK". La proportion étant de
20 130 g de broyat pour 1 l de tampon.

Le surnageant est séparé du culot par centrifugation en continu à l'aide d'une décanteuse tournant à 4 000 tr/min. Au surnageant, sont alors ajoutés 40 g/l d'acide trichloracétique. Le précipité est éliminé par centrifugation en continu selon la
25 technique précédente. Le surnageant est neutralisé à l'aide de soude en pastille. Le mélange est alors dialysé contre de l'eau désionisée et stérile à l'aide de boyaux dont le seuil de coupure est compris entre 6 000 et 8 000 daltons. La solution dialysée est lyophilisée. Le chondroïtine-4-sulfate est obtenu à l'état sec.

30

C - Préparation de l'éponge collagène chondroïtine-4-sulfate

A 1 l de gel à 0,75 % de collagène, sont ajoutés 1,87 g de chondroïtine-4-sulfate. Après neutralisation, le mélange est agité puis lyophilisé. L'éponge obtenue est pressée pendant 15 s
35 sous une pression de 150 bars.

D - Préparation de la membrane mixte

Le gel de collagène à 1 % est coulé sur l'éponge comprimée à l'aide d'une filière dont la section a une hauteur de 0,3 cm. 10 ml de gel sont déposés sur 35 cm² d'éponge. La membrane
05 ainsi réalisée est séchée à l'air libre.

E - Réticulation chimique de la membrane

La membrane séchée est incubée pendant 24 h à 4°C dans une solution de DMF contenant 0,5 % de DPPA, la concentration étant
10 exprimée en volume. Le DPPA est éliminé de la membrane par rinçage dans une solution de tampon borate pH 8,9 (tétraborate de sodium 0,04 M, acide borique 0,04 M). La membrane est alors incubée pendant 15 h dans la solution tampon borate pH 8,9, puis rincée 5 fois à l'eau désionisée avant d'être placée dans une solution
15 aqueuse de glycérol à 10 %.

La membrane est ensuite séchée à l'air et stérilisée par radiation γ à une dose de 25 kGy (kilogray). Les températures de début et de fin de dénaturation du collagène de cette membrane sont respectivement 60 et 85°C.

20 Les membranes selon l'invention peuvent être utilisées comme un matériau de régénération tissulaire guidé, de préférence en chirurgie dentaire pour réaliser par exemple le comblement des poches parodontales, le réhaussement des crêtes maxillo-mandibulaires, la régénération osseuse périimplantaire.

25 Les poches parodontales sont des pertes osseuses dentaires périradiculaires secondaires à une attaque bactérienne des tissus de soutien de la dent.

Elles sont caractérisées par une perte de la substance osseuse normalement présente autour de la racine de la dent et qui
30 a pour mission de la soutenir sur la mâchoire.

Dans ce cas, pour utiliser la membrane de collagène, le praticien réalise un lambeau d'épaisseur totale pour exposer la lésion osseuse. Il applique la membrane sur l'os de façon à recouvrir complètement le défaut et à avoir un léger dépassement coronaire. Il referme enfin le lambeau en le suturant de façon à
35

laisser dépasser très légèrement la membrane dans le sulcus.

L'intervention peut être également réalisée avec l'emploi concomitant de biomatériaux et comblement osseux. Cette technique permet une réparation des tissus lésés en 4 à 8 mois.

05 L'édentation d'une zone buccale s'accompagne souvent de pertes osseuses importantes. Le chirurgien peut récupérer ces pertes en employant la membrane sur l'os de façon à recouvrir et déborder la perte, en prenant soin de donner à l'espace à reconstruire entre la membrane et l'os la forme souhaitée pour la reconstruction et au besoin de maintenir cette forme par l'emploi sous-
10 jacent à la membrane d'un matériau compatible avec la repousse osseuse. Il referme enfin soigneusement le lambeau pour obtenir une reconstruction en 4 à 8 mois.

L'implantation chirurgicale de racines métalliques artificielles biocompatibles ou implants dentaires dans l'os des
15 mâchoires édentées est une technique largement utilisée en chirurgie dentaire.

Il arrive souvent que ces implants soient posés dans des conditions qui ne leur permettent pas d'être en contact avec l'os
20 sur toute leur surface radiculaire, cet os manquant à certains endroits.

Cette fois encore, l'emploi de membranes de collagène va permettre au chirurgien de réparer le défaut osseux contigu à l'implant.

25 Il lui suffira dans ce cas de recouvrir la zone osseuse où est posé l'implant avec une membrane, avant de refermer le lambeau levé en début d'intervention pour obtenir une parfaite ostéointégration de l'implant en 3 à 6 mois.

La présente invention couvre tous les moyens consistant
30 en des équivalents techniques des moyens décrits ainsi que leurs diverses combinaisons.

Par ailleurs, l'invention couvre toute caractéristique qui apparaît être nouvelle relativement à un état de la technique
35 quelconque, qui résulte de la description précédente prise dans son ensemble.

REVENDICATIONS

- 05 1. Utilisation de collagène réticulé par un agent de réticulation, pour la fabrication d'une membrane de régénération tissulaire guidée suturable, biocompatible à résorption lente.
2. Utilisation selon la revendication 1, caractérisée en ce que le collagène de départ est à l'état coagulé par suite d'une coagulation d'un gel de collagène par un agent coagulant.
- 10 3. Utilisation selon la revendication 1 ou 2, caractérisée en ce qu'il s'agit de collagène natif, en particulier de type I ou de type III.
4. Utilisation selon la revendication 1 ou 2, caractérisée en ce qu'il s'agit d'atélocollagène.
- 15 5. Utilisation selon l'une des revendication 1 à 4, caractérisée en ce que le collagène, ou l'atélocollagène est mélangé à un glycosaminoglycane.
- 20 6. Utilisation selon l'une des revendications 1 à 5, caractérisée en ce que le taux de réticulation est prévu pour obtenir une augmentation d'au moins 15°C dans la température de dénaturation du collagène réticulé par rapport au collagène natif, et encore mieux d'au moins 20°C.
- 25 7. Utilisation selon l'une des revendications 1 à 6, caractérisée en ce que l'agent de réticulation est le diphénylphosphorylazide, en abrégé DPPA.
8. Membrane de régénération tissulaire guidée suturable, biocompatible à résorption lente, comprenant du collagène, caractérisée en ce que le collagène est réticulé par un agent de réticulation.
- 30 9. Membrane selon la revendication 8, caractérisée en ce que le collagène est tel que défini à l'une des revendications 2 à 7.
- 35 10. Membrane selon la revendication 8 ou 9, caractérisée en ce qu'elle comprend au moins deux couches, une première couche de collagène réticulé, et une deuxième couche d'un mélange de collagène ou d'atélocollagène et de glycosaminoglycane réticulé.

11. Procédé de coagulation de collagène pour la préparation de collagène coagulé selon l'une des revendications 2 à 7, caractérisé en ce qu'on coagule un gel de collagène par un agent coagulant comprenant une solution ammoniacale, ayant de préférence un effet déshydratant.

12. Procédé selon la revendication 11, caractérisé en ce que la solution ammoniacale est réalisée avec un solvant comprenant de l'acétone, à effet déshydratant.

13. Procédé selon la revendication 12, caractérisé en ce que la proportion relative acétone/ammoniac, en volume, est comprise entre 50/50 et 80/20, de préférence d'environ 70/30.

14. Procédé selon l'une des revendications 11 à 13, caractérisé en ce que, lorsque les quantités de gel à coaguler sont trop importantes, on réalise un renouvellement de la solution coagulante en cours de coagulation.

15. Procédé selon l'une des revendications 11 à 14, caractérisé en ce que le gel est coulé à travers une filière de section et de forme appropriées, en particulier de section rectangulaire pour obtenir un film.

20

25

30

35

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.

PCT/FR 92/00750

A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER

IPC⁵ A61L31/00; A61L27/00
 According to International Patent Classification (IPC) or to both national classification and IPC

B. FIELDS SEARCHED

Minimum documentation searched (classification system followed by classification symbols)

IPC⁵ A61L

Documentation searched other than minimum documentation to the extent that such documents are included in the fields searched

Electronic data base consulted during the international search (name of data base and, where practicable, search terms used)

C. DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT

Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
X	WO,A,9 013 302 (BRIGHAM AND WOMEN'S HOSPITAL) 15 November 1990	1,8
Y	see page 5, line 3 - line 8	3-7,9,11-13
X	EP,A,0 331 786 (CHEMOKOL) 13 September 1989 see column 7; example 7 see claims 1,7,8	1,8
Y	EP,A,0 052 288 (HEYL) 26 May 1982 see claims 1,4,14	3
Y	EP,A,0 187 014 (COLLAGEN) 9 July 1986 see page 6, line 31; claim 8	4
	./..	

☐ Further documents are listed in the continuation of Box C.

☐ See patent family annex.

- * Special categories of cited documents:
- "A" document defining the general state of the art which is not considered to be of particular relevance
- "E" earlier document but published on or after the international filing date
- "L" document which may throw doubts on priority claim(s) or which is cited to establish the publication date of another citation or other special reason (as specified)
- "O" document referring to an oral disclosure, use, exhibition or other means
- "P" document published prior to the international filing date but later than the priority date claimed
- "T" later document published after the international filing date or priority date and not in conflict with the application but cited to understand the principle or theory underlying the invention
- "X" document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered novel or cannot be considered to involve an inventive step when the document is taken alone
- "Y" document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered to involve an inventive step when the document is combined with one or more other such documents, such combination being obvious to a person skilled in the art
- "&" document member of the same patent family

Date of the actual completion of the international search
 14 October 1992 (14.10.92)

Date of mailing of the international search report
 20 November 1992 (20.11.92)

Name and mailing address of the ISA/

Authorized officer

EUROPEAN PATENT OFFICE
 Facsimile No.

Telephone No.

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.

PCT/FR 92/00750

C (Continuation). DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT

Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
Y	US,A,4 280 954 (YANNAS I.V.) 28 July 1981 see column 8, line 60 - line 62 see column 21, line 36 - line 44 see column 22, line 46 - line 47 ---	5,7
Y	WO,A,9 012 055 (BIOETICA) 18 October 1990 cited in the application see page 1, line 12 - line 15 see page 4, line 19 - line 21 see page 6; example 2 see page 9; table I see claims 9,12 ---	6,7,9
Y	EP,A,0 156 740 (CENTRE TECHNIQUE DU CUIR) 2 October 1985 see claim 1 -----	11-13

**ANNEX TO THE INTERNATIONAL SEARCH REPORT
ON INTERNATIONAL PATENT APPLICATION NO.**

FR 9200750
SA 63240

This annex lists the patent family members relating to the patent documents cited in the above-mentioned international search report. The members are as contained in the European Patent Office EDP file on
The European Patent Office is in no way liable for these particulars which are merely given for the purpose of information. 14/10/92

Patent document cited in search report	Publication date	Patent family member(s)	Publication date
WO-A-9013302	15-11-90	AU-A- 5654990	29-11-90
EP-A-0331786	13-09-89	JP-A- 2063462 US-A- 5028695	02-03-90 02-07-91
EP-A-0052288	26-05-82	DE-A- 3042860 JP-A- 57168920 US-A- 4597762	09-06-82 18-10-82 01-07-86
EP-A-0187014	09-07-86	US-A- 4600533 AU-B- 588560 AU-A- 5160285 CA-A- 1234801 EP-A- 0376931 JP-A- 61210040 US-A- 4725671 US-A- 4655980 US-A- 4689399	15-07-86 21-09-89 17-07-86 05-04-88 04-07-90 18-09-86 16-02-88 07-04-87 25-08-87
US-A-4280954	28-07-81	CA-A- 1087610 DE-A, C 2631908 FR-A, B 2318189 GB-A- 1515963 JP-C- 971413 JP-A- 52030885 JP-B- 54003779	14-10-80 10-02-77 11-02-77 28-06-78 27-09-79 08-03-77 27-02-79
WO-A-9012055	18-10-90	FR-A- 2645870 AU-A- 5531690 CA-A- 2051426 EP-A- 0466829	19-10-90 05-11-90 13-10-90 22-01-92
EP-A-0156740	02-10-85	FR-A- 2559666 AU-B- 579852 AU-A- 3901085 CA-A- 1247819 DE-A- 3565460 JP-A- 60188168 US-A- 4814120 US-A- 4923380	23-08-85 15-12-88 05-09-85 03-01-89 17-11-88 25-09-85 21-03-89 08-05-90

PCT/FR 92/00750

PCT/FR 92/00750

Formulaire PCT/ISA/210 (dernière feuille) (Janvier 1993)

Mme Dagmar FRANK

III. DOCUMENTS CONSIDERES COMME PERTINENTS¹⁶(SUITE DES RENSEIGNEMENTS INDIQUEES SUR LA
DEUXIEME FEUILLE)

Catégorie *	Identification des documents cités, ¹⁶ avec indication, si nécessaire des passages pertinents ¹⁷	No. des revendications visées ¹⁸
Y	US,A,4 280 954 (YANNAS I.V.) 28 Juillet 1981 voir colonne 8, ligne 60 - ligne 62 voir colonne 21, ligne 36 - ligne 44 voir colonne 22, ligne 46 - ligne 47 ----	5,7
Y	WO,A,9 012 055 (BIOETICA) 18 Octobre 1990 cité dans la demande voir page 1, ligne 12 - ligne 15 voir page 4, ligne 19 - ligne 21 voir page 6; exemple 2 voir page 9; tableau I voir revendications 9,12 ----	6,7,9
Y	EP,A,0 156 740 (CENTRE TECHNIQUE DU CUIR) 2 Octobre 1985 voir revendication 1 -----	11-13

**ANNEXE AU RAPPORT DE RECHERCHE INTERNATIONALE
RELATIF A LA DEMANDE INTERNATIONALE NO.**

FR 9200750
SA 63240

La présente annexe indique les membres de la famille de brevets relatifs aux documents brevets cités dans le rapport de recherche internationale visé ci-dessus.
Lesdits membres sont contenus au fichier informatique de l'Office européen des brevets à la date du 14/10/92.
Les renseignements fournis sont donnés à titre indicatif et n'engagent pas la responsabilité de l'Office européen des brevets.

Document brevet cité au rapport de recherche	Date de publication	Membre(s) de la famille de brevet(s)	Date de publication
WO-A-9013302	15-11-90	AU-A- 5654990	29-11-90
EP-A-0331786	13-09-89	JP-A- 2063462 US-A- 5028695	02-03-90 02-07-91
EP-A-0052288	26-05-82	DE-A- 3042860 JP-A- 57168920 US-A- 4597762	09-06-82 18-10-82 01-07-86
EP-A-0187014	09-07-86	US-A- 4600533 AU-B- 588560 AU-A- 5160285 CA-A- 1234801 EP-A- 0376931 JP-A- 61210040 US-A- 4725671 US-A- 4655980 US-A- 4689399	15-07-86 21-09-89 17-07-86 05-04-88 04-07-90 18-09-86 16-02-88 07-04-87 25-08-87
US-A-4280954	28-07-81	CA-A- 1087610 DE-A, C 2631908 FR-A, B 2318189 GB-A- 1515963 JP-C- 971413 JP-A- 52030885 JP-B- 54003779	14-10-80 10-02-77 11-02-77 28-06-78 27-09-79 08-03-77 27-02-79
WO-A-9012055	18-10-90	FR-A- 2645870 AU-A- 5531690 CA-A- 2051426 EP-A- 0466829	19-10-90 05-11-90 13-10-90 22-01-92
EP-A-0156740	02-10-85	FR-A- 2559666 AU-B- 579852 AU-A- 3901085 CA-A- 1247819 DE-A- 3565460 JP-A- 60188168 US-A- 4814120 US-A- 4923380	23-08-85 15-12-88 05-09-85 03-01-89 17-11-88 25-09-85 21-03-89 08-05-90

EPO FORM P0072